

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-65841

(P2004-65841A)

(43) 公開日 平成16年3月4日(2004.3.4)

(51) Int. Cl.⁷

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 M 25/01

A 6 1 M 25/00 4 5 O F

4 C O 7 7

A 6 1 L 31/00

A 6 1 L 31/00 Z

4 C O 8 1

A 6 1 M 1/20

A 6 1 M 1/20 5 O O

4 C 1 6 7

A 6 1 M 29/02

A 6 1 M 29/02

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2002-232926 (P2002-232926)

(22) 出願日 平成14年8月9日 (2002.8.9)

(71) 出願人 501320180

本津 茂樹

大阪府枚方市村野本町12番25号

(71) 出願人 390030731

朝日インテック株式会社

愛知県名古屋市守山区脇田町1703番地

(74) 代理人 100075476

弁理士 宇佐見 忠男

(72) 発明者 本津 茂樹

大阪府枚方市村野本町12番25号

(72) 発明者 宮田 昌彦

愛知県名古屋市守山区脇田町1703番地

朝日インテック株式会社内

最終頁に続く

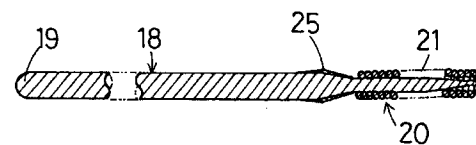
(54) 【発明の名称】 医療用機器

(57) 【要約】

【課題】本発明は、アパタイトをコーティングしたガイドワイヤ、ステント等の医療用機器及びアパタイトをコーティングした基体金属で構成したフィルタ等の機器を提供することにある。

【解決手段】基体金属表面にアパタイト膜25をエキシマレーザーアブレーション法によってその使用時または作製時の変形に応じた、適切な膜厚に該基体金属（主線材）18の表面の一部または全部にコーティングすることにより、該基体金属表面の改質をおこない、ガイドワイヤ18においては、その後の表面処理を容易確実なものとした。

【選択図】 図2



18：ガイドワイヤ 19：手元部 20：先端部
21：スプリングコイル

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療用機器を構成する基体金属の表面の一部または全部にハイドロキシアパタイト膜をコーティングしたことを特徴とする医療用機器

【請求項 2】

該ハイドロキシアパタイト膜は結晶化されている請求項 1 に記載の医療用機器

【請求項 3】

該ハイドロキシアパタイト膜はエキシマレーザーアブレーション法によってコーティングされている請求項 1 または請求項 2 に記載の医療用機器

【請求項 4】

該基体金属表面のハイドロキシアパタイト膜は、基体金属を高真空中で昇温し、そのまま高真空中でハイドロキシアパタイトの分解生成物をコーティングし、その後水蒸気または水蒸気含有ガス雰囲気中でハイドロキシアパタイト膜のコーティングを行うことによって形成されている請求項 1 ～請求項 3 に記載の医療用機器

【請求項 5】

該基体金属表面に形成されたハイドロキシアパタイト膜は、水熱処理によって結晶化されている請求項 4 に記載の医療用機器

【請求項 6】

該ハイドロキシアパタイト膜の膜厚は、 500 \AA ～ 8000 \AA の範囲である請求項 1 ～請求項 5 に記載のハイドロキシアパタイト膜

【請求項 7】

該ハイドロキシアパタイト膜の表面には更に樹脂からなるコーティング材が被覆されている請求項 1 ～請求項 6 に記載の医療用機器

【請求項 8】

該ハイドロキシアパタイト膜の表面には更に薬剤が塗布または担持されている請求項 1 ～請求項 7 に記載の医療用機器

【請求項 9】

該医療用機器は、医療用ガイドワイヤである請求項 1 ～請求項 8 に記載の医療用機器

【請求項 10】

該医療用機器は、医療用ステントである請求項 1 ～請求項 8 に記載の医療用機器

【請求項 11】

該医療用機器は、フィルタである請求項 1 ～請求項 8 に記載の医療用機器

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、ハイドロキシアパタイト（以下、アパタイトと称する）膜をコーティングしたガイドワイヤ、ステント、気体または液体濾過用フィルタ等の医療用機器に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

医療用ガイドワイヤ（以下、ガイドワイヤ）は、心臓血管等の管腔内にカテーテルを挿入する際の安全性を確保するために使用される。例えば、血管造影を目的とする極細可撓性管体のカテーテルを血管内へ挿入する際、あるいは冠状動脈の閉塞部位の治療を目的とするバルーンカテーテルを血管内へ挿入する際等における安全性を確保するためにガイドワイヤは使用される。

従来より、カテーテルの挿入を安全確実にこなうためにガイドワイヤの材料としては、可撓性線材が使用されており、例えば、特公平 4-25024 号、特公平 4-292175 号等において公知のガイドワイヤが開示されている。

【0003】

可撓性線材からなるガイドワイヤは、曲折する複雑な経路の血管、分岐血管に挿入しても

10

20

30

40

50

、血管を干渉しない。

またガイドワイヤは血管内を進行する際、その先端部に進行方向から荷重がかかるので、ガイドワイヤ、特にその先端部には、その荷重に耐え得るだけの性能（垂直荷重性および耐座屈性）が要求される。

また更にガイドワイヤの先端部は血管内を進行する際、血管内を先導する役目を果すので、該先端部には、血管経路に沿って屈曲変形しても元の状態に復元される性能（復元性）が要求される。

【0004】

ガイドワイヤの操作は、体外に位置するガイドワイヤの後端である手元部を回転させることによって行われる。従ってガイドワイヤには、操作に伴う回転に耐え得る性能（振り剛性）および、その操作性（ステアリング性）も要求される。従来から上記要求を満たすガイドワイヤとして、細径の主線材にスプリングコイルを嵌装溶着した形態のガイドワイヤも提供されている。

10

【0005】

所で、ガイドワイヤを分岐血管に導入する場合は、ガイドワイヤの先端部を若干「くの字状」に変形させてプリシェイプ部を形成する。先端部にプリシェイプ部を有するガイドワイヤを血管内に挿入後、該先端部が血管の分岐点の近傍まで達したら、ガイドワイヤを回転させてプリシェイプ部を分岐血管に導入する。

分岐血管への導入に使用されるガイドワイヤには、先端部に高度の可撓性が要求されることに加えて、プリシェイプ部を容易に形成できることも要求される。

20

【0006】

従来から提供されているガイドワイヤは、Ni（ニッケル）－Ti（チタン）系の超弾性合金材、あるいはSUS（ステンレス）の剛性合金材の主線材からなる。例えば、特開平9－508538号において開示されている。

【0007】

一方、医療用ステント（以下、ステント）は、血管狭窄部における血液の循環、流通を維持するために挿入、留置されるが、該ステントとしては、例えば、特公平9－2703510、特開平10－5344および特開平10－328216において開示されている。これらのステントは、所定の血管等の留置箇所で拡張可能な構造を有している。

【0008】

ステントには種々の形態のものがあり、例えば、バルーンカテーテルを介して血管内に配置された後に拡張するステントであって、螺旋状の巻回コイルばね、あるいはジグザグパターン形状に成形された板材からなる円筒体からなるものがある。これらのステントを構成する材料としては、血管内挿入後拡張する感熱金属、Ni－Ti合金、SUS材、チタン、タンタル等の生体親和性の良い材料が使用されている。

30

【0009】

所で、従来人工骨、人工歯根において、その表面にアパタイト（ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ）膜をコーティングすることが行われている。これは基体金属の表面に、アパタイト膜をコーティングすることによって、該金属表面に生体親和性を与えるためである。

40

【0010】

またアパタイトは、特定物質を吸着する吸着性、イオン交換性を有しているので、気体や液体中の不要成分の除去、浄化を行うためにフィルタとして使用されている。例えば、アパタイトの粉状物あるいはペレットを充填材とする気体または液体濾過用フィルタが提供されている。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

従来から、人工骨、人工歯根等にはアパタイトをコーティングすることが行われているが、ガイドワイヤ、ステント、フィルタ等の医療用機器には、アパタイトがコーティングされることは無かった。何故ならば、ガイドワイヤ、ステント、フィルタ等の医療用機器は

50

、曲率半径の小さい曲面を有する基体からなり、また使用時、作製時に屈曲、彎曲等の変形を伴うので、これらの医療用機器にアパタイトをコーティングしても、アパタイトの膜にクラックや剥離が発生してしまうからである。

【0012】

またガイドワイヤ、ステント等の医療用機器においては、その表面に樹脂等を均一にコーティングすることあるいは薬剤を担持させることが要求されるが、従来の医療用機器の基体金属表面は樹脂や薬剤との親和性が悪く、均一に樹脂等をコーティングすることおよび均一に薬剤を塗布、担持することは容易でなかった。

また従来から気体または液体濾過用フィルタとして、アパタイトの粉体、ペレット等を充填したフィルタが提供されているが、今日では、この種のフィルタよりも更に小型で濾過機能に優れるフィルタの提供が望まれている。 10

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記課題を解決するための手段として、医療用機器を構成する基体金属の表面の一部または全部にアパタイト膜をコーティングした医療用機器を提供するものである。該基体金属表面にコーティングされ、形成されるアパタイト膜は、該表面に強固に密着させなければならない。該アパタイト膜は結晶化されていることが望ましい。該アパタイト膜は結晶化されることによってセラミック構造となり、アパタイトの有する生体親和性等の特性を発揮することが出来る。

基体金属表面にアパタイト膜を強固に、かつ薄くコーティングするために、本発明では、エキシマレーザーアブレーション法によってアパタイト膜をコーティングする。 20

エキシマレーザーアブレーション法によって、上記基体金属表面に結晶化したアパタイトのアパタイト膜をコーティングする方法としては、結晶化しながらアパタイトをコーティングする方法と、不定形の非結晶のアパタイトからなるアパタイト膜をコーティングし、その後水熱処理して該アパタイト膜のアパタイトを結晶化する方法がある。

本発明の医療用機器の該基体金属表面のアパタイト膜のコーティングにおいて、基体金属を高真空中で昇温し、そのまま高真空中でアパタイトの分解生成物をコーティングし、その後水蒸気または水蒸気含有ガス雰囲気中でアパタイト膜のコーティングを行うことによって形成する方法も適用される。なお所望により該アパタイト膜は水熱処理されて結晶化される。 30

【0014】

本発明の医療用機器において、コーティングされたアパタイト膜の表面には、更に樹脂等からなるコーティング材が被覆され、また該アパタイト膜の表面には薬剤が塗布または担持される。本発明の医療用機器はアパタイト膜がコーティングされているので、コーティング材を被覆し易く、かつ薬剤を塗布、担持し易い。

【0015】

本発明の医療用機器としては、例えば、医療用ガイドワイヤ、医療用ステント、気体または液体の浄化用フィルタがある。本発明の医療用機器は、曲率半径の小さい曲面を有する基体からなり、また医療用機器の使用時あるいは作製時に屈曲、彎曲されるが、個々の医療用機器の仕様により、その曲面、屈曲等の程度が異なる。 40

従って、それぞれの医療用機器に応じてアパタイト膜の膜厚は適宜決定されるが、本発明において該アパタイト膜の膜厚は、望ましくは500 Å～8000 Åの範囲、更に望ましくは700 Å～5000 Åの範囲、また更に望ましくは1000 Å～2000 Åの範囲である。このような膜厚の範囲にあるアパタイト膜を使用すれば、生体親和性、薬剤担持、不要物質の吸着、イオン交換等のアパタイトの有する機能を発揮させることが出来、かつアパタイト膜のクラックや剥離を防止することが出来る。アパタイト膜の膜厚が500 Åよりも薄くなると、アパタイトの有する機能を充分発揮させることが出来ず、また膜厚が8000 Åよりも厚くなると、アパタイト膜にクラックや剥離が発生するようになる。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を詳細に説明する。

本発明において、ガイドワイヤ、ステント等の医療用機器の基体金属の表面に全面的または部分的に形成されるアパタイト膜は、エキシマレーザーアブレーション法によって形成される。

エキシマレーザーアブレーション法で使用する装置の概略を図1で説明する。図1に示されるように、真空成膜チャンバー(1)内では、基体金属(3)(線材)は、該基体金属(3)を送り出すリール(16)と該基体金属(3)を巻き取るリール(17)との間に架線されており、アパタイト粉末を金型で加圧成形して得られるターゲット(5)が該基体金属(3)に対向して設置されている。なお所定箇所のみアパタイト膜を形成する場合は、アパタイト膜を形成しない基体金属(3)の箇所の周囲に遮蔽マスクを設置する。 10

【0017】

この状態で真空チャンバー(1)内の排気系(2)のロータリーポンプおよびターボ分子ポンプによって所定の真空度まで排気する。排気後、基体金属(3)をヒーター(4)により所定の温度に昇温する。次にガス導入ノズル(6)より水蒸気または水蒸気含有ガスを該真空チャンバー(1)内に導入し、ArFエキシマレーザー(7)をターゲット(5)に照射し、アパタイトを分解した原子、イオンクラスタを放出し対向する基体金属(3)表面にアパタイト膜をコーティングする。

【0018】

上記水蒸気含有ガスとしては、酸素ガス—水蒸気混合ガス、アルゴンガス—水蒸気混合ガス、ヘリウムガス—水蒸気混合ガス、窒素ガス—水蒸気混合ガス、空気—水蒸気混合ガス等が使用される。 20

この場合、水蒸気または水蒸気含有ガスのガス圧を大きくすると、即ち、水蒸気または水蒸気含有ガスの高雰囲気下にするとアパタイトの分解成分は基体金属(3)表面上で結晶化して成長しながらコーティングが行われるインサイチュ(in-situ)法となる。

一方、水蒸気または水蒸気含有ガスのガス圧を下げると、即ち、水蒸気または水蒸気含有ガスの低雰囲気下にすると、基体金属(3)表面上には無定形のアパタイトが堆積したコーティングとなる。この場合、コーティング後、高温水蒸気中で水熱処理(ポストアニーリング法)をすることによって無定形のアパタイトは結晶化する。 30

【0019】

本発明のアパタイト膜が形成されたガイドワイヤ、ステント等の医療用機器について説明する。

ガイドワイヤ(18)は、図2に示すような可撓性極細線の主線材からなる。該ガイドワイヤ(18)の先端部(20)は血管(23)内に挿入されるが、該挿入の際、分岐血管(24)(図3参照)に導入可能なように、該先端部(20)は細径加工されている。該ガイドワイヤ(18)の先端部(20)を血管内の所定箇所へ導入する際は、手元側の主線材(手元部(19))を操作することによって行われる。そのためガイドワイヤ(18)、特にその先端部(20)には、手元部(19)の操作によって確実に先端部(20)を所定の箇所に導入できるような、構造およびその構成材料が要求されている。 40

また該ガイドワイヤ(18)の先端部(20)としては、主線材を細径化した先端部、極細コイルを溶着した先端部、フッ素樹脂等の樹脂を被覆した先端部等が使用される。

なお該ガイドワイヤ(18)の先端部(20)の構成材料はSUS材、Ni-Ti材等の体内挿入に用いられる公知の材料が使用される。

先端部(20)の表面には、血管挿入時の滑りを良くするための滑剤や、薬剤がコーティングされる。これらの薬剤は有機化合物からなり、該薬剤はアパタイト膜と密着性がよい。

ガイドワイヤ(18)の先端部(20)にアパタイト膜(25)を形成し、先端部(20)の表面を改質することによって、上記のコーティングおよび薬剤の担持が容易となる。またアパタイト膜(25)によって、ガイドワイヤ(18)の生体親和性も良好となる。 50

アパタイト膜が形成された先端部（２０）としては、図２に示すような主線材の先端部（２０）あるいは図４～図６に示すようなスプリングコイル（２１）を溶着した先端部（２０）がある。なおスプリングコイル（２１）にアパタイト膜（２５）を形成する際は、該コイル（２１）の溶接前にコーティングを行って、該コイル（２１）の線材（２２）の表面全体にアパタイト膜（２５）を形成してもよく（図５参照）、あるいは溶接後に該コイル（２１）の表面、即ち該コイル（２１）の線材（２２）の一部の表面にアパタイト膜（２５）を形成してもよい（図６参照）。

【００２０】

ガイドワイヤ（１８）の手元部（１９）を構成する主線材には、剛性等の機械的特性に優れることが要求されている。従って、ガイドワイヤ（１８）の血管内への導入の際、該手元部（１９）の滑りをよくするために、ガイドワイヤ（１８）表面に滑剤等がコーティングされている。

【００２１】

図７～図９にステント（２６）を示す。該ステント（２６）は、拡張可能な構造であり、極細金属細線からなる網目構造の円筒体からなる。ステント（２６）は、その内側にバルーンを内挿し、収縮した状態でカテーテル内に挿入される。該ステント（２６）は、血管の所定箇所ではバルーンを膨張させて、拡張する。そのためステント（２６）は、拡張時あるいは留置後に受ける外圧に耐え得る強度が要求される。

ステント（２６）に使用される材料は、ＳＵＳ材等の生体内で使用可能な公知の材料である。

またステント（２６）の外表面および／または内表面の全面および／または部分に薬剤等を担持する場合がある。そこでステント（２６）の表面にアパタイト膜を形成すれば、薬剤等の担持を容易に行うことが可能となる。またアパタイト膜によって、ステントの生体親和性が向上する。

【００２２】

本発明の医療用機器の基体金属表面に形成されるアパタイト膜は、該基体金属表面の全体的に形成されてもよく、また必要箇所に部分的に形成されてもよい。本発明のアパタイト膜が有効に形成される医療用機器とは、ガイドワイヤ、ステント等の曲率半径の小さい曲面を有する物や使用時あるいは作製時に基体金属が屈曲、彎曲に変形される物である。金属細線または金属薄板材からなる気体または液体濾過用フィルタの構成基体金属表面にもアパタイト膜がコーティングして、吸着性、イオン交換性が利用される。

【００２３】

本発明のアパタイト膜の上に、樹脂（例えば、シリコーン樹脂、フッ素樹脂等）からなるコーティング材を被覆したり、あるいは滑剤、抗血栓剤、Ｘ線造影剤、治療用薬剤等の薬剤の塗布あるいは担持が行われる。

コーティング材および薬剤（以下、薬剤等）には、親水性のものもあれば、疎水性のものもあり、薬剤等によっては金属表面に直接に担持出来ないものもある。

本発明のアパタイト膜へのコーティング材の被覆、薬剤等の塗布、担持は容易に行うことが出来る。それは、アパタイトには親水性のＯＨ基および疎水性の PO_4 基が存在するからである。

アパタイト膜によって、ガイドワイヤ等の金属からなる基体表面が改質されることによって本発明の医療用機器は、コーティング材の被覆、薬剤等の塗布、担持を容易に行うことが出来る。

【００２４】

本発明のアパタイト膜を形成した基体金属から試験片を調製し、該試験片の曲げ強度の試験を行った。以下、試験の内容を説明する。

ＳＵＳ３１６材（厚さ：０．０５ｍｍ、巾：０．２ｍｍ）からなる基体金属表面に、ＡｒＦエキシマレーザーアブレーション法によって、それぞれ５００Å、１０００Å、３０００Å、５０００Åおよび１００００Åの膜厚のアパタイト膜を基体金属表面上に形成して、試験片Ｂ、Ｃ、Ｄ、ＥおよびＦを作製した。なおアパタイト膜を形成しない試験片とし

10

20

30

40

50

て、試験片 A も用意した。

上記のようにして得られた試験片 A ～ F を、曲げ試験機で 3 点曲げ試験（スパン長：5 mm）を行い、曲げ変位 1 mm 迄の曲げ荷重を測定した。その結果を図 10 および図 11 に示した。

【0025】

上記したように、本発明にアパタイト膜の望ましい膜厚は、500 Å ～ 8000 Å の範囲であるが、この範囲の膜厚であるとアパタイト膜が形成されても基体金属の剛性は殆んど変化しない。

よって、基体金属表面に、膜厚が上記範囲にあるアパタイト膜を形成しても、基体金属の機械的特性特に、曲げ強度を変化させることなく、該金属表面の改質を行うことが可能であることが確かめられた。

10

【0026】

また上記基体金属にアパタイト膜を形成して得た試験片（試験片 G（膜厚 0 Å）、H（膜厚 500 Å）、I（膜厚 1000 Å）、J（膜厚 3000 Å）、K（膜厚 6000 Å）、L（膜厚 8000 Å）および M（膜厚 10000 Å））を引張り試験機にかけて、各試験片のアパタイト膜のクラックおよび剥離状態を観察した。結果を図 12 にまとめた。

図 12 中の斜線の範囲は、引張り変位に対してクラック、剥離ともに発生しない範囲を示す。上記試験の結果より、アパタイト膜の膜厚は薄い程、基体金属への密着性が良いことがわかった。またアパタイト膜の膜厚が 3000 Å 程度迄であれば、該アパタイト膜は 30 % の基体金属の変位に耐え、また更に膜厚が 8000 Å 程度迄においても、アパタイト膜は 10 % の変位に耐え得ることがわかった。

20

一般的に、ガイドワイヤ、ステント等の医療用機器およびその他の機器への利用での基体金属は、使用時に変形されるか作製時に変形されるが、通常、10 % 以上基体金属を変形される場合は少ない。よって、本発明のアパタイト膜において膜厚を 8000 Å 以下の範囲で、その仕様に応じた膜厚を設定し、クラック、剥離の発生を防止する。

【0027】

本発明のアパタイト膜は生体親和性を有する。膜厚が薄くなる程、アパタイト膜の基体金属への密着性は良くなるが、生体親和性が低下することが考えられる。そこで、アパタイト膜の膜厚と、生体親和性との関係を調べるために、繊維芽細胞の細胞培養実験を行った。以下、実験方法を説明し、実験の結果を図 4 に示した。

30

【0028】

各々の基体金属（SUS304L 材）の表面に、500 Å、1000 Å および 3000 Å の膜厚のアパタイト膜を、エキシマレーザーアブレーション法によって形成し、試験片 O、P および Q を得た。なお比較として試験片 N（アパタイト膜無し）も用意した。これらの試験片 N、O、P および Q は、オートクレーブで高圧滅菌処理された。

【0029】

マウス胎児採取第 3 代目繊維芽細胞（以下、繊維芽細胞）を、細胞培養液（10 % ウシ胎児血清入りダルベッコ変位イーグル培地、DMEM）で細胞密度を 2.5×10^4 個 / ml に調製した。

【0030】

4 ウェルプレートの 1 つの孔にそれぞれ、調製された繊維芽細胞 1 ml と各試験片を入れ、炭酸ガス培養容器（温度：37℃、炭酸ガス：5.0 %）中で、1 日、2 日および 3 日間培養した。

40

各培養後、試験片を取出し、該試験片をダルベッコリン酸緩衝液（細胞洗浄液）で、未固着の繊維芽細胞を洗い出した。引き続き、エチレンジアミン四酢酸化合物トリプシン（タンパク質分解酵素）に入れ、1 分間放置して試験片に固着している細胞を剥離した。剥離後、前記細胞培養液 1 ml を加えて、1 μl 取出し、血球換算板で細胞数を読み取った。読み取られた細胞数を 10^4 倍し、その 1 ml あたりを細胞密度とし、図 13 中の縦軸とした。

【0031】

50

図 1 3 の結果より、膜厚が 5 0 0 Å 以上であれば、アパタイト膜の機能である生体親和性を発揮させることが出来る。

なお図 1 3 において、細胞数が 1.1×10^4 個付近で細胞増殖が停滞するのは細胞が増殖飽和限界に達したためである。

【0032】

以下、本発明を実施例によって説明する。但し、本発明は以下に示される実施例のみに限定されるものではない。

〔実施例 1〕

図 1 4 にアパタイト膜 (38) を有するガイドワイヤ (27) を示す。該ガイドワイヤ (27) の主線材 (28) として SUS 304 のステンレス細線を使用した。該ガイドワイヤ (27) の手元部 (29) の外径は 0.33 mm φ であり、ガイドワイヤ (27) の全長は 1800 mm である。また該ガイドワイヤ (27) は、手元部 (29) から先端部 (30) にかけてセンタレスグラインダで線径を漸減して細径加工されている。最先端部 (31) は長さ 40 mm、直径 0.06 mm に研削、研磨されている。

該ガイドワイヤ (27) の先端部 (30) は、最先端部 (31) と、その最先端部 (31) に接続する第 1 テーパー部 (32) (長さ 50 mm) と、該第 1 テーパー部 (32) に接続する第 1 同径部 (33) (長さ 60 mm、外径 0.15 mm φ) と、該第 1 同径部 (33) に接続する第 2 テーパー部 (34) (長さ 45 mm) からなる。

一方、ガイドワイヤ (27) の手元部 (29) は、先端部 (30) の第 2 テーパー部 (34) に接続する第 2 同径部 (35) (長さ 80 mm、外径 0.185 mm φ) と、該第 2 同径部 (35) に接続する第 3 テーパー部 (36) (長さ: 60 mm) と、該第 3 テーパー部 (36) に接続する第 3 同径部 (37) (外径 0.33 mm φ、長さ 1420 mm) からなる。

最先端部 (31) を除く先端部 (30)、即ち、第 1 テーパー部 (32)、第 1 同径部 (33) および第 2 テーパー部 (34) の表面にアパタイト膜 (38) (膜厚は 3000 ~ 5000 Å) を形成した。

一方、手元部 (29) の第 2 テーパー部 (34)、第 2 同径部 (35) および第 3 テーパー部 (36) および第 3 同径部 (37) の表面にはフッ素樹脂 (39) が被覆されている。

【0033】

〔実施例 2〕

図 1 5 に、他の実施例であるアパタイト膜 (46) を有するガイドワイヤ (40) を示す。該ガイドワイヤ (40) の先端部 (41) は、極細線のスプリングコイル (44) が溶接されている。該ガイドワイヤ (40) の主線材 (42) として、SUS 304 ステンレス材を使用した。

該ガイドワイヤ (40) の手元部 (43) の外径は、0.34 mm φ であり、ガイドワイヤ (40) の全長は 1800 mm である。

該ガイドワイヤ (40) は、手元部 (43) の後端より 1450 mm の部分から先端部 (41) にかけてテーパー形状とされている。

先端部 (41) に溶接されているスプリングコイル (44) は、外径 0.07 mm の SUS 316 ステンレス材の細線からなる密着巻コイルである。該スプリングコイル (44) の長さは 300 mm である。またこのスプリングコイル (44) の最先端部 (45) (30 mm) は、Pt-Ni 細線からなる。該スプリングコイル (44) は、コイル作製前に予め SUS 316 細線と Pt-Ni 細線とを溶接したものを 0.07 mm φ に伸線して、コイルに巻回したものである。

なおこの最先端部 (45) は、ガイドワイヤ (40) 使用時に先端位置確認用の X 線視認マーカとなる。

本実施例のガイドワイヤ (40) の手元部 (43) の全表面にはアパタイト膜 (46) が形成されており、該アパタイト膜 (46) の上に更にフッ素樹脂からなるコーティング材 (47) が被覆されている。

10

20

30

40

50

またP i - N i 細線からなる最先端部 (4 5) には、シリコーン樹脂 (ポリジメチルシロキサン) が被覆されている。

本実施例のガイドワイヤ (4 0) の手元部 (4 3) は、アパタイト膜 (4 6) が形成されているので、容易にフッ素樹脂のコーティング材 (4 7) を被覆することが出来た。

【 0 0 3 4 】

〔実施例 3〕

図 1 6 に、更に他の実施例として、アパタイト膜 (5 2) を有するガイドワイヤ (4 8) を示す。該ガイドワイヤ (4 8) は、通常、プラスチックガイドワイヤと呼ばれるものであり、全長 1 5 0 0 m m である。該ガイドワイヤ (4 8) の主線材 (4 9) (外径 0 . 5 6 m m ϕ) は、3 本の細線 (外径 0 . 2 8 m m ϕ の S U S 3 0 4 材) を S 巻き撚り線とし、この撚り線をスエーシング加工したものである。

上記主線材 (4 9) の先端部 (5 0) は、その最先端部 (5 2) (3 0 m m) は同径 (外径 0 . 2 0 m m ϕ) であるが、最先端部 (5 1) 以外は主線材 (4 9) をセンタレスグラインダで切削加工されてテーパ形状 (1 8 0 m m) となっている。

また先端部 (5 0) は、その最先端部 (5 1) から 7 0 m m の箇所までアパタイト膜 (5 2) (膜厚は 3 0 0 0 Å) が形成されている。

また該アパタイト膜 (5 2) の上には、三酸化ビスマス (5 0 重量 %) を混有するナイロン樹脂からなるコーティング材 (5 3) が被覆され、また更に該コーティング材 (5 3) の上に親水性ポリマー (5 4) (主剤はポリビニルピロリドン) がコーティングされている。

なお該ナイロン樹脂のコーティング材 (5 3) をコーティングした状態の主線材 (4 9) の外径は 0 . 8 0 m m ϕ であり、親水性ポリマー (5 4) をコーティングした状態の主線材 (4 9) の外径は 0 . 8 5 m m ϕ である。

アパタイト膜 (5 2) を主線材 (4 9) の先端部 (5 0) に形成したことによって、ガイドワイヤ (4 8) の操作性を損なうことなく、該先端部 (5 0) の表面を改質することが出来、よって該アパタイト膜 (5 2) 上にナイロン樹脂のコーティング材 (5 3) を強固に密着させることが出来た。

【 0 0 3 5 】

〔実施例 4〕

図 1 7 に、アパタイト膜 (5 7 , 5 7) を有するステント (5 5) を示す。該ステント (5 5) は、図 8 に示すような、S U S 3 1 6 L 材の薄板加工細線 (板厚 0 . 0 5 m m) からなる網目模様の円筒体 (5 6) (外径 2 . 5 m m 、長さ 2 3 m m) からなる。該ステント (5 5) はフォトリソグラフィにより薄板円筒体材を加工したもので体内患部へ挿入後、留置時に拡張可能な構造となっている。

上記円筒体 (5 6) の内表面および外表面にアパタイト膜 (5 7 , 5 7) を 5 0 0 ~ 1 0 0 0 Å の膜厚で形成した。

本実施例のステント (5 5) は、アパタイト膜 (5 7 , 5 7) に抗血栓剤等の薬剤を担持し易くなっている。

【 0 0 3 6 】

〔実施例 5〕

図 1 8 に液体濾過用フィルタに使用されるコイル (5 8) を示す。このコイル (5 8) は 3 層 (1 層目コイル (5 9) 、2 層目コイル (6 0) および 3 層目コイル (6 1)) からなり、アパタイト膜 (6 2) をコーティングした直径 0 . 0 7 m m ϕ の S U S 細線を、外径 (D_1) = 0 . 5 9 m m ϕ 、内径 (D_2) = 0 . 3 m m ϕ となるように巻回したコイル (5 8) である。

該フィルタは、複数個のコイル (5 8) を束ね、該コイル (5 8) の内部側から外側部へ、液体が巻線間の細隙を通過させて濾過を行う。

アパタイト膜 (6 2) をコーティングした細線の巻線間細隙を液体が通過することによって、液体中の不要物質が吸着され、あるいはイオン交換される。

なお、該フィルタは構成材料がアパタイト膜 (6 2) をコーティングした金属細線からな

10

20

30

40

50

るので液体が高温であっても濾過することが可能である。また該フィルタは強度が高いため、フィルタを逆流洗浄することも可能である。

【0037】

本発明のアパタイト膜を有する医療用機器は、使用時あるいは作製時において大きな変形（屈曲、彎曲）を伴う場合であっても、その変形に耐え得るようにアパタイト膜の膜厚を設定することによって、該アパタイト膜のクラック、剥離の発生の問題は解決された。また本発明の医療用機器は、アパタイト膜によって、基体金属の表面が改質され、即ち、生体親和性が良好になり、かつ薬剤の担持やコーティング材の被覆が容易に実施することが可能となった。

またアパタイトの特徴としての吸着性、イオン交換性を利用する機器においては、その使用時の機械的強度を必要とするものにおいては構成基体材料を金属とし、その表面にアパタイトをコーティングした複合材料として構成可能とした。アパタイトのコーティング膜厚を適切に設定することにより機器の作製時あるいは使用時の変形に充分耐え得るものの作製が可能となった。

特に、アパタイトをコーティングした線材または板材を用いて高温濾過、フィルタの作製も可能となった。

【0038】

【発明の効果】

本発明のガイドワイヤ、ステント、フィルター等の医療用機器にコーティングされるアパタイト膜には、クラックや剥離が発生しない。

【図面の簡単な説明】

【図1】 エキシマレーザーアブレーション装置の概要図

【図2】 ガイドワイヤの部分断面説明図

【図3】 分岐血管へ導入されるガイドワイヤの説明図

【図4】 スプリングコイル付ガイドワイヤの先端部の断面図

【図5】 図4のガイドワイヤの断面図

【図6】 図4のガイドワイヤの断面図

【図7】 ステントの部分説明図

【図8】 図7のステントの拡大図

【図9】 図7のステントの拡張状態の説明図

【図10】 アパタイト膜を有する試験片の3点曲げ試験において、曲げ変位と、曲げ荷重の関係を説明する図である。

【図11】 アパタイト膜を有する試験片の3点曲げ試験において、アパタイト膜の膜厚と、曲げ荷重の関係を説明する図である

【図12】 アパタイト膜を有する試験片の引張り試験において、引張り変位と、アパタイト膜のクラック発生との関係を説明する図である。

【図13】 アパタイト膜を有する試験片の繊維芽細胞の培養試験において、培養経過日数と細胞数との関係を示す図である。図14は本発明の一実施例を示す。

【図14】 アパタイト膜が形成されたガイドワイヤの部分断面図図15は本発明の他の実施例を示す。

【図15】 アパタイト膜が形成されたスプリング付ガイドワイヤの部分断面図図16は本発明の更に他の実施例を示す。

【図16】 アパタイト膜が形成されたプラスチックガイドワイヤの部分断面図図17は本発明の更に他の実施例を示す。

【図17】 アパタイト膜を形成したステントの部分断面図

【図18】 アパタイト膜を形成した細線からなる3層巻線コイルフィルタの側面図

【符号の説明】

- 1 真空成膜チャンバー
- 2 排気系
- 3 基体金属

10

20

30

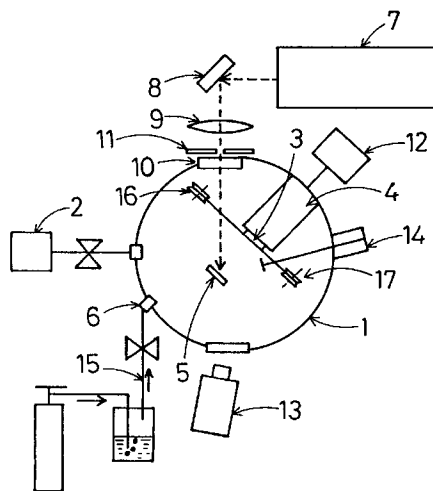
40

50

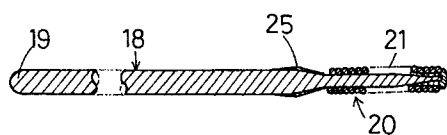
4	ヒーター	
5	アパタイトターゲット	
6	ガス導入ノズル	
7	A r Fエキシマレーザー光源	
8	ミラー	
9	レンズ	
10	窓	
11	スリット	
12	ヒーター温度制御器	
13	温度計	10
14	膜厚計	
15	ガス導入路	
16	送りリール	
17	巻取りリール	
18	ガイドワイヤ	
19	手元部	
20	先端部	
21	スプリングコイル	
22	スプリングコイル線材	
23	血管	20
24	分岐血管	
25	アパタイト膜	
26	ステント	
27	ガイドワイヤ	
28	主線材	
29	手元部	
30	先端部	
31	最先端部	
32	第1テーパー部	
33	第1同径部	30
34	第2テーパー部	
35	第2同径部	
36	第3テーパー部	
37	第3同径部	
38	アパタイト膜	
39	フッ素樹脂	
40	ガイドワイヤ	
41	先端部	
42	主線材	
43	手元部	40
44	スプリングコイル	
45	スプリングコイルの最先端部	
46	アパタイト膜	
47	コーティング材（フッ素樹脂）	
48	ガイドワイヤ	
49	主線材	
50	先端部	
51	最先端部	
52	アパタイト膜	
53	コーティング材（ナイロン樹脂）	50

- 5 4 親水性ポリマー
- 5 5 ステント
- 5 6 円筒体
- 5 7 アパタイト膜
- 5 8 フィルタ用コイル
- 5 9 1層目コイル
- 6 0 2層目コイル
- 6 1 3層目コイル
- 6 2 アパタイト膜

【図 1】

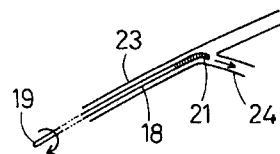


【図 2】

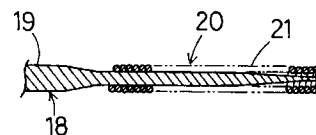


18: ガイドワイヤ 19: 手元部 20: 先端部
21: スプリングコイル

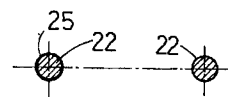
【図 3】



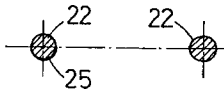
【図 4】



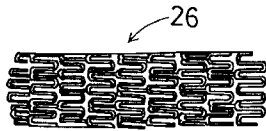
【図 5】



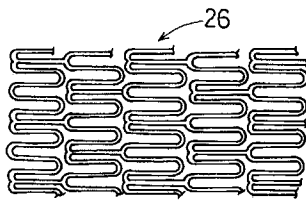
【図 6】



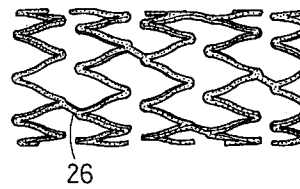
【図 7】



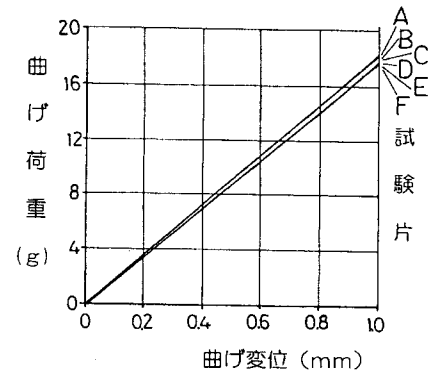
【図 8】



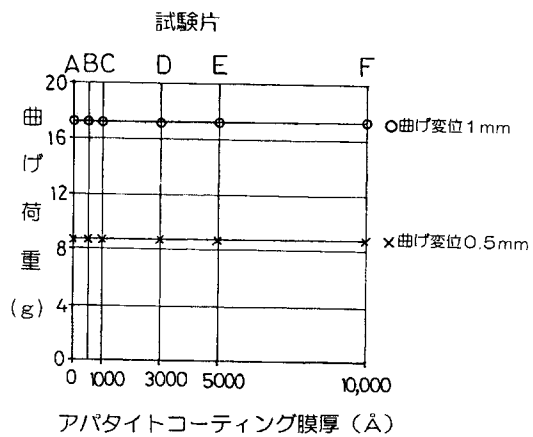
【図 9】



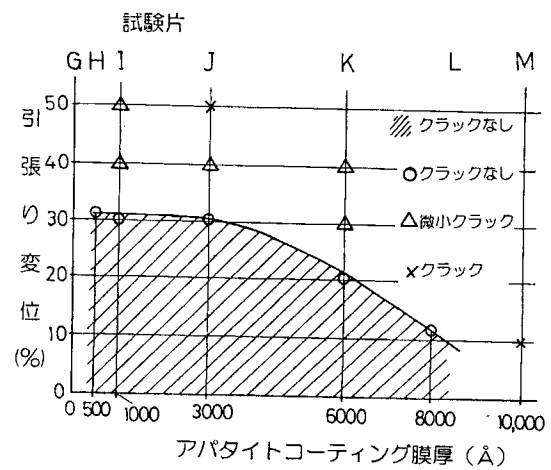
【図 10】



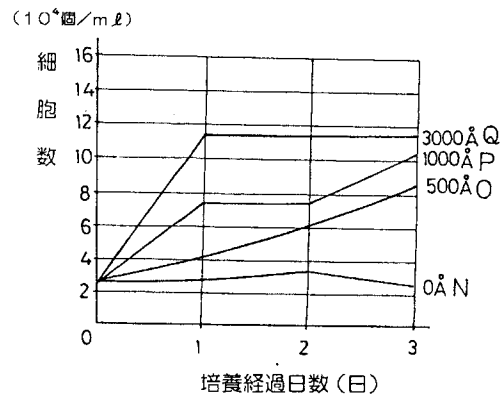
【図 11】



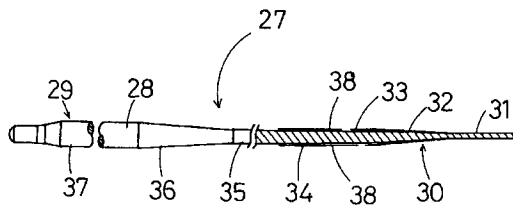
【図 12】



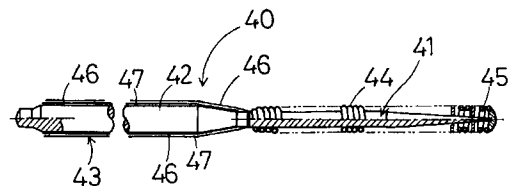
【図 1 3】



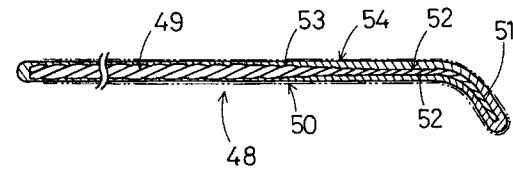
【図 1 4】



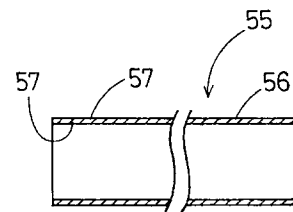
【図 1 5】



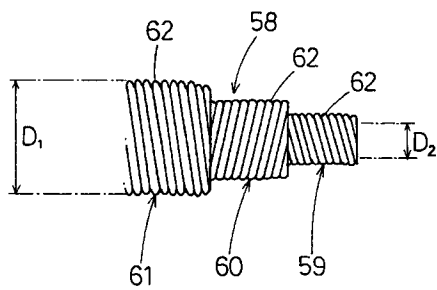
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 8】



フロントページの続き

(72)発明者 三船 英雄

愛知県名古屋市守山区脇田町 1 7 0 3 番地 朝日インテック株式会社内

(72)発明者 長野 聡

愛知県名古屋市守山区脇田町 1 7 0 3 番地 朝日インテック株式会社内

F ターム(参考) 4C077 BB02 BB03 CC09 KK21 LL04 PP28

4C081 AC03 AC05 BB04 BB06 BB08 CA131 CA271 CE02 CE03 CE09

CF031 CG03 CG05 DA03 DC03 DC04 DC06 EA06

4C167 AA28 AA44 AA45 AA49 AA50 AA55 BB06 BB13 BB36 BB47

CC08 CC09 DD01 FF03 FF05 GG22 GG24 GC50 HH02 HH08

Patent/Publication: JP2004065841A MEDICAL EQUIPMENT

Bibliography

DWPI Title

Medical device such as guide wires and stents for insertion into tubular cavities, and filters for liquid filtration, has hydroxyapatite film partially or fully coated over surface of metallic base substrate

Original Title

MEDICAL EQUIPMENT

Assignee/Applicant

Standardized: MOTOTSU SHIGEKI ASAHI INTECC CO LTD

Original: MOTOTSU SHIGEKI ASAHI INTECC CO LTD

DWPI Assignee/Applicant

ASAHI INTECH KK (ASAH); MOTOTSU S (MOTO); MOTOZU S (MOTO)

Inventor

MOTOTSU SHIGEKI; MIYATA MASAHICO; MIFUNE HIDEO; NAGANO SATOSHI

DWPI Inventor

MIFUNE H, MIYATA M, MOTOTSU S, NAGANO S

Publication Date (Kind Code)

2004-03-04 (A)

DWPI Accession / Update

2004-219858 / 200421

Application Number / Date

JP2002232926A / 2002-08-09

Priority Number / Date / Country

JP2002232926A / 2002-08-09 / JP

Abstract

DWPI Abstract

(JP2004065841A_)

Novelty

The medical device has hydroxyapatite film (25) partially or fully coated over the surface of metallic base substrate.

Use

As coated medical devices such as guide wires (18) and stents for insertion into tubular cavities, and also as filters for liquid filtration.

Advantage

The medical device coated with apatite is manufactured easily and economically. The coated device can be easily washed, has favorable bio-affinity and has excellent mechanical strength and ion-exchange property.

Drawing Description

The figure shows partial cross-sectional view of guide wire. (Drawing includes non-English language text).

18 - guide wire.

19 - handling portion.

20 - leading end.

21 - spring coil.

25 - apatite film.

Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide medical equipment such as a guide wire or a stent coating apatite and equipment such as a filter composed of a base metal coating apatite.

SOLUTION: A part of or an entire surface of a base metal (main wire) 18 is coated with an apatite film 25 for suitable thickness corresponding to deformation in the case of use or production by excimer laser ablation to reform the surface of the base metal and in a guide wire 18, whereby the following surface treatment is facilitated and ensured.

COPYRIGHT: (C)2004, JPO&Japio

Classes/Indexing

IPC

IPC Code(1-7) **A61M 25/01** A61L 31/00 A61M 1/20 A61M 29/02
(7)

Current IPC-R	Invention	Version	Additional	Version
Advanced	A61M 1/20 A61F 2/84 A61L 31/00 A61M 25/01 A61M 29/02	20060101 20060101 20060101 20060101 20060101	-	-
Core	A61M 1/16 A61F 2/82 A61L 31/00 A61M 25/01 A61M 29/02	20060101 20060101 20060101 20060101 20060101	-	-
Subclass	-	-	-	-

Original IPC-R	Invention	Version	Additional	Version
Advanced	A61L 31/00 A61M 1/20 A61M 25/01 A61M 29/02	20060101 20060101 20060101 20060101	-	-
Core	A61L 31/00 A61M 1/16 A61M 25/01 A61M 29/02	20060101 20060101 20060101 20060101	-	-
Subclass	-	-	-	-

JP FI Codes

A61L 27/00 P; A61L 31/00 Z; A61M 1/20 500; A61M 25/00 450 F; A61M 29/02

JP F Terms

4C077: BB02; BB03; CC09; KK21; LL04; PP28

4C081: AC03; AC05; BB04; BB06; BB08; CA13 1; CA27 1; CE02; CE03; CE09; CF03 1; CG03; CG05; DA03; DC03; DC04; DC06; EA06
4C167: AA28; AA44; AA45; AA49; AA50; AA55; BB06; BB13; BB36; BB47; CC08; CC09; DD01; FF03; FF05; GG22; GG24; GG50;
HH02; HH08

DWPI Class

D22 P34

DWPI Manual Codes

DWPI Manual Codes

CPI Manual Codes: D09-C

Legal Status**INPADOC Legal Status**

Get Family Legal Status

Family**Family**

INPADOC Family (2)

Publication Number	Publication Date	Inventor	Assignee/Applicant	Title
JP2004065841A	2004-03-04	MOTOTSU SHIGEKI	MOTOTSU SHIGEKI	MEDICAL EQUIPMENT
JP04181354B2	2008-11-12	-	MOTOTSU S	Medical device

DWPI Family (2)

Publication	DWPI Update	Publication Date	IPC Code	Language
JP2004065841A_	200421	2004-03-04	A61M002501	Japanese
Local appls.: JP2002232926A Filed: 2002-08-09				
JP04181354B2	200879	2008-11-12	A61M002501	Japanese
Local appls.: JP2002232926A Filed: 2002-08-09				

Claims

All Claims (11)

Claims (English)

1. The hydroxyapatite film|membrane was coated to part or all of the surface of the base|substrate metal which comprises a medical device.
The medical device characterized by the above-mentioned
2. This hydroxyapatite film|membrane is the medical device of Claim 1 currently crystallized.
3. This hydroxyapatite film|membrane is the medical device of Claim 1 or Claim 2 coated by the excimer laser ablation method.
4. The hydroxyapatite film|membrane of this base|substrate metal surface raises a base|substrate metal in temperature in a high vacuum,
The decomposition|degradation product of a hydroxyapatite is then coated in a high vacuum,
The medical device of Claim 1- Claim 3 formed by coating a hydroxyapatite film|membrane in water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas atmosphere after that
5. The hydroxyapatite film|membrane formed at this base|substrate metal surface is the medical device of Claim 4 currently crystallized by the hydrothermal process.
6. The range of the film thickness of this hydroxyapatite film|membrane is 500Angstrom - 8000 Angstrom,
The hydroxyapatite film|membrane of Claim 1- Claim 5
7. The medical device of Claim 1- Claim 6 with which the coating material which becomes the surface of this hydroxyapatite film|membrane from a resin further is coat|covered
8. The medical device of Claim 1- Claim 7 in which the chemical|medical agent is further applied or carry|supported by the surface of this hydroxyapatite film|membrane
9. This medical device is a medical guide wire,
The medical device of Claim 1- Claim 8
10. This medical device is a medical stent,
The medical device of Claim 1- Claim 8
11. This medical device is a filter,
The medical device of Claim 1- Claim 8

{Translation from Thomson Reuters}

Description

DWPI Drawing Description

The figure shows partial cross-sectional view of guide wire. (Drawing includes non-English language text).

- 18 - guide wire.
- 19 - handling portion.
- 20 - leading end.
- 21 - spring coil.
- 25 - apatite film.

Drawing Description

Drawing Description

-

Description

Description

TECHNICAL FIELD of the Invention

This invention is related to medical devices, such as a guide wire which coated the hydroxyapatite (An apatite is called hereafter) film|membrane, a stent, a gas, or a filter for liquid filtration.

PRIOR ART

Medical guide-wire (The following, guide wire) is used in order to ensure the safety at the time of inserting a catheter into tubular cavities, such as cardiovascular.

For example, a guide wire is used in order to ensure the safety in, when inserting the catheter of the ultra-fine flexibility tubular body aiming at an angiography into the blood vessel, or when inserting the balloon catheter aiming at the treatment of the obstruction|occlusion region of a coronary artery into the blood vessel.

Conventionally, in order to perform insertion of a catheter safely reliably, the flexible wire is used as a material of a guide wire, For example, the well-known guide wire is disclosed in the Japanese Patent Publication No.4-25024,4-292175 grade.

Even if it inserts the guide wire which consists of a flexible wire in the blood vessel of the complicated path|route to bend, and the branch blood vessel, it does not interfere in the blood vessel.

When a guide wire advances the inside of the blood vessel, as for it, a load is applied to the front-end|tip part from the advancing direction again,

Therefore

Only the capability (normal-load property and buckling-proof property) in which the load can be endured is required of a guide wire, especially its front-end|tip part.

Moreover,

Furthermore, since the front-end|tip part of a guide wire achieves the role which leads the inside of the blood vessel when it advances the inside of the blood vessel, even if it carries out the bending deformation|transformation along a blood-vessel path|route, the capability (stability) decompress|restored to original state is required of this front-end|tip part.

Operation of a guide wire is performed by rotating the hand part which is the rear end of the guide wire which positions at external|extracorporeal.

Therefore, the capability (torsional rigidity) which can be equal to the rotation which accompanies operation, and its operativity (steering property) are also required of a guide wire.

As a guide wire which conventionally satisfies said requirement, the guide wire of the form which carried out the insertion welding of the spring coil is also provided by the center line material of a narrow diameter.

In a place, when introduce|transducing a guide wire to the branch blood vessel, the front-end|tip part of a guide wire is changed into a ""sideways V-shape"" a little, and the pre shape part is formed.

After inserting the guide wire which has the pre shape part in a front-end|tip part into the blood vessel, if this front-end|tip part reaches to the vicinity of the junction of the blood vessel, a guide wire will be rotated and the pre shape part will be introduce|transduced to the branch blood vessel.

The guide wire used by introduction|transduction in the branch blood vessel is also required to be able to form the pre shape part at a front-end|tip part easily in addition to high degree flexibility being required.

The guide wire currently conventionally provided consists of a center line material of the superelastic alloy material of a Ni(nickel)-Ti (titanium) type|system|group, or the rigid alloy of SUS (stainless steel).

For example, it is disclosed in Unexamined-Japanese-Patent No. 9-508538.

On the other hand, it is inserted and detained in order that medical stent (The following, stent) may maintain the circulation of the blood in a vasoconstriction part, and a distribution|circulation,

However

As this stent (for example), it is disclosed in Japanese Patent Publication No.9-2703510, Unexamined-Japanese-Patent No. 10-5344,10-328216.

These stents have the structure which can be extend|expanded in detention locations, such as predetermined blood vessel.

There exists a thing of various form in a stent,

For example, it is the stent extend|expanded after arranging in the blood vessel through a balloon catheter,

Comprising:

There exist some which consist of cylindrical body which consists of a board|plate material shape|molded by the winding helical spring or zigzag pattern shape of a spiral shape.

A good material of bioaffinity, such as the thermal metal and Ni-Ti alloy which are extend|expanded after blood-vessel interpolation ON, a SUS material, titanium, a tantalum, is used as a material which comprises these stents.

It is a place and they are an artificial bone and an artificial dental root conventionally.

WHEREIN:

Coating an apatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) film|membrane is performed to the surface.

This is for giving bioaffinity to this metal surface by coating an apatite film|membrane to the surface of a base|substrate metal.

Moreover, the apatite has the adsorptivity and ion exchange property which adsorb|suck a specific material,

Therefore

In order to perform the removal of the unnecessary component in a gas or a liquid, and a purification|cleanup, it uses as a filter.

For example, the gas or the filter for liquid filtration which uses the powdery substance or pellet of an apatite as a filler is provided.

PROBLEM to be solved by the Invention

Conventionally, coating an apatite is performed to the artificial bone and the artificial dental root,

However

An apatite was not coated at medical devices, such as a guide wire, a stent, a filter.

Because, medical devices, such as a guide wire, a stent, and a filter, consist of a base|substrate which has a curved surface with a small radius of curvature, and a deformation|transformation of bending, curving, etc. is accompanied at the time of preparation at the time of use,
Therefore, even if it coats an apatite to these medical devices, it is because a crack and peeling|exfoliation will generate|occur|produce on the film|membrane of an apatite.

Moreover, in medical devices, such as a guide wire and a stent, it is required that coating a resin etc. uniformly to the surface or a chemical|medical agent should be carry|supported,
However
The base|substrate metal surface of the conventional medical device had bad affinity with a resin or a chemical|medical agent, and it was not easy to coat a resin etc. uniformly and to apply and carry|support a chemical|medical agent uniformly.
Moreover, conventionally the filter filled with the fine particle of an apatite, the pellet, etc. is provided as a gas or a filter for liquid filtration,
However
It is still smaller than this kind of filter, and provision of the filter which is excellent in the filtration function is desired by the end of today.

MEANS to solve the Problem

This invention sets it as said SOLUTION OF THE INVENTION, and provides the medical device which coated the apatite film|membrane to part or all of the surface of the base|substrate metal which comprises a medical device.
You have to contact|adhere firmly the apatite film|membrane which is coated and is formed at this base|substrate metal surface to this surface.

As for this apatite film|membrane, crystallizing is desirable.

This apatite film|membrane becomes ceramic structure by crystallizing,
Characteristics, such as bioaffinity which an apatite has, can be exhibited.

In order to coat an apatite film|membrane firmly and thinly to a base|substrate metal surface, in this invention, an apatite film|membrane is coated by the excimer laser ablation method.

It is the method of coating an apatite as a method of coating the apatite film|membrane of the apatite crystallized to said base|substrate metal surface by the excimer laser ablation method, while crystallizing,
The apatite film|membrane which consists of an amorphous amorphous apatite is coated,

There exists the method of hydrothermal-processing after that and crystallizing the apatite of this apatite film|membrane.

Coating of the apatite film|membrane of this base|substrate metal surface of the medical device of this invention

WHEREIN:

A base|substrate metal is raised in temperature in a high vacuum,

The decomposition|degradation product of an apatite is then coated in a high vacuum,

The method of forming by coating an apatite film|membrane in water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas atmosphere after that is also applied.

In addition, this apatite film|membrane is hydrothermal-processed and crystallized depending on necessity.

The medical device of this invention

WHEREIN:

The coating material which consists of a resin etc. further is coat|covered by the surface of the coated apatite film|membrane,

Moreover, a chemical|medical agent is applied or carry|supported by the surface of this apatite film|membrane.

As for the medical device of this invention, the apatite film|membrane is coated,

Therefore

It is easy to coat|cover a coating material, and a chemical|medical agent is applied and it is easy to carry|support it.

As a medical device (for example) of this invention, there exists a clarifying filter of a medical guide wire, a medical stent, a gas, or a liquid.

The medical device of this invention consists of a base|substrate which has a curved surface with a small radius of curvature, and it bends and curves at the time of use of a medical device, or preparation,

However

Extent, such as the curved surface and bending, changes with specifications of each medical device.

Therefore, according to each medical device, the film thickness of an apatite film|membrane are determined suitably,

However

The film thickness of this apatite film|membrane become like this in this invention.

It is the range of 500Angstrom - 8000 Angstrom desirably,

Furthermore, it is the range of 700Angstrom - 5000 Angstrom desirably,

Moreover,

Furthermore, it is the range of 1000Angstrom - 2000 Angstrom desirably.

If the apatite film|membrane in the range of such film thickness is used, the function which apatites, such as bioaffinity, a chemical|medical-agent carrying|support, adsorption|suction of an unnecessary substance, and ion exchange, have can be exhibited,

And the crack of an apatite film|membrane and peeling|exfoliation can be prevented.

When the function which an apatite has when the film thickness of an apatite film|membrane become thinner than 500 Angstrom cannot be exhibited enough and film thickness become thicker than 8000 Angstrom, a crack and peeling|exfoliation will come to generate|occur|produce on an apatite film|membrane.

EMBODIMENT of the Invention

Hereafter, this invention is demonstrated in detail.

The apatite film|membrane formed at the surface of the base|substrate metal of medical devices, such as a guide wire and a stent, completely or partially in this invention is formed by the excimer laser ablation method.

FIG. 1 demonstrates the outline of the apparatus used by the excimer laser ablation method.

As FIG. 1 shows, within vacuum film-forming chamber (1), the overhead line of base|substrate metal (3) (wire) is carried out between reel (16) which sends out this base|substrate metal (3), and reel (17) which winds this base|substrate metal (3). Target (5) obtained by forming by pressure an apatite powder with a metal mold|die is installed facing this base|substrate metal (3).

In addition, when only a predetermined location forms an apatite film|membrane, a shielding mask is installed in the circumference|surroundings of the location of base|substrate metal (3) which does not form an apatite film|membrane.

It exhausts to a predetermined degree of vacuum in this state with the rotary pump and turbo molecular pump of exhaust-system (2) in vacuum chamber (1).

Base|substrate metal (3) is raised in temperature to predetermined temperature by heater (4) after exhaust_gas|exhaustion.

Next, water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas is introduce|transduced in this vacuum chamber (1) from gas introduction|transduction nozzle (6),

Target (5) is irradiated with ArF excimer laser (7),

An apatite film|membrane is coated to the base|substrate metal (3) surface which discharge|releases the atom and ion cluster which decompose|degraded the apatite and opposes.

Oxygen gas-water-vapor|steam mixed gas, argon gas-water-vapor|steam mixed gas, helium gas-water-vapor|steam mixed gas, nitrogen gas-water-vapor|steam mixed gas, air-water-vapor|steam mixed gas etc. is used as said water-vapor|steam -containing gas.

In this case, when the gas pressure of water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas is enlarged (i.e., when it is made the high atmosphere of water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas), the decomposition|degradation component of an apatite will become the in situ (inch-situ) method to which coating is performed, crystallizing and growing on a base|substrate metal (3) surface.

On the other hand, when the gas pressure of water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas is lowered (i.e., when it is made the low atmosphere of water-vapor|steam or water-vapor|steam -containing gas), it will become coating which the amorphous apatite deposited on the base|substrate metal (3) surface.

In this case, an amorphous apatite is crystallized by hydrothermal-processing in high temperature water vapor|steam (the post|mailboxannealing method) after coating.

Medical devices at which the apatite film|membrane of this invention was formed, such as a guide wire and a stent, are demonstrated.

Guide-wire (18) consists of a center line material of a flexible ultra-fine wire as shown in FIG. 2.

Front-end|tip-part (20) of this guide-wire (18) is inserted into blood-vessel (23),

However

In the case of this insertion, narrow-diameter processing of this front-end|tip-part (20) is carried out so that it can introduce|transduce branch blood-vessel (24) (refer FIG. 3).

When introduce|transducing front-end|tip-part (20) of this guide-wire (18) to an intravascular predetermined location, it is carried out by operating the center line material (hand part (19)) of the hand side.

Therefore, guide-wire (18), the structure where front-end|tip-part (20) can be reliably introduce|transduced to a predetermined location in particular by operation of hand part (19) at the front-end|tip-part (20), and its constituent_material are required.

Moreover, as front-end|tip-part (20) of this guide-wire (18), the front-end|tip part which coat|covered resins, such as the front-end|tip part which narrowed the center line material, the front-end|tip part which welded the ultra-fine coil, a fluororesin, is used.

In addition, a well-known material with which the constituent_material of front-end|tip-part (20) of this guide-wire (18) is used for a body insertion of a SUS material, a Ni-Ti material, etc. is used.

The lubricating agent for improving the slide at the time of blood-vessel insertion and a chemical|medical agent are coated at the surface of front-end|tip-part (20).

These chemical|medical agents consist of an organic compound, and this chemical|medical agent has an apatite film|membrane and good adhesion.

Apatite film|membrane (25) is formed at front-end|tip-part (20) of guide-wire (18),

By modify|reforming the surface of front-end|tip-part (20), said coating and the carrying|support of a chemical|medical agent become easy.

Moreover, by apatite film|membrane (25), it becomes favorable [the bioaffinity of guide-wire (18)].

There exists front-end|tip-part (20) which welded spring coil (21) as shown in front-end|tip-part (20) or FIGS. 4-6 of a center line material as shown in FIG. 2 as front-end|tip-part (20) at which the apatite film|membrane was formed.

In addition, when forming apatite film|membrane (25) at spring coil (21), it may coat before welding of this coil (21), and apatite film|membrane (25) may be formed at the surface-whole of wire (22) of this coil (21) (refer FIG. 5), or apatite film|membrane (25) may be formed at the surface of this coil (21), i.e., the one part surface of wire (22) of this coil (21), after welding (refer FIG. 6).

The center line material which comprises hand part (19) of guide-wire (18) is required to be excellent in mechanical characteristics, such as rigidity.

Therefore, in order to improve the slide of this hand part (19) in the case of introduction|transduction into the blood vessel of guide-wire (18), the lubricating agent etc. is coated at the guide-wire (18) surface.

Stent (26) is shown in FIGS. 7-9.

This stent (26) is the structure which can be extend|expanded,

It consists of cylindrical body of the network structure which consists of a ultra-fine metal fine wire.

Stent (26) inserts a balloon into the inside,

It is inserted into a catheter in the shrink|contracted state.

This stent (26) makes a balloon swell|expand in the predetermined location of the blood vessel.

It extend|expands.

Therefore, the intensity|strength which can endure the external pressure which receives stent (26) after the time of extension|expansion or detention is required.

The material used by stent (26) is well-known material which can be used in vivo, such as a SUS material.

Moreover, a chemical|medical agent etc. may be carry|supported into the whole surfaces and/or parts of the outer surface of stent (26), and/or an inner surface.

Then, if an apatite film|membrane is formed at the surface of stent (26), a chemical|medical agent etc. can be carry|supported easily.

Moreover, the bioaffinity of a stent improves with an apatite film|membrane.

On the whole [this base|substrate metal surface], the apatite film|membrane formed at the base|substrate metal surface of the medical device of this invention may be formed,

Moreover, it is sufficient to form at a required location partly.

The medical device at which the apatite film|membrane of this invention is formed effectively is a thing by which a base|substrate metal is deform|transformed into bending and curving at the time of the thing which has a curved surface with a small radius of curvature of a guide wire, a stent, etc., use, or preparation.

An apatite film|membrane coats also to the gas which consists of a metal fine wire or a metal thin-plate material, or the structure base|substrate metal surface of the filter for liquid filtration,

An adsorptivity and ion exchange property are utilized.

The coating material which consists of a resin (For example, a silicone resin, a fluororesin, etc.) on the apatite film|membrane of this invention is coat|covered, or an application or carrying|support of or a lubricating agent, an antithrombotic, an X ray contrast agent, a therapeutic agent etc. of a chemical|medical agent is performed.

There exists a hydrophilic thing, and there exists a hydrophobic thing in a coating material and a chemical|medical agent (The following, chemical|medical agent, etc.),

There also exists a thing which cannot be directly carry|supported to a metal surface with a chemical|medical agent etc.

The application of coating|cover of the coating material to the apatite film|membrane of this invention, a chemical|medical agent, etc. and a carrying|support can be performed easily.

That is because hydrophilic OH group and a hydrophobic PO₄ group exist in an apatite.

The medical device of this invention can perform easily the application of coating|cover of a coating material, a chemical|medical agent, etc., and a carrying|support by modify|reforming the base surface which consists of metals, such as a guide wire, with an apatite film|membrane.

A test piece is prepared from the base|substrate metal which formed the apatite film|membrane of this invention,

Bending strength of this test piece was examined.

Hereafter, the experimental content is demonstrated.

500(angstrom), 1000(angstrom), 3000(angstrom), 5000(angstrom) and an apatite film|membrane with a film thickness of 10000 Angstrom are each formed at the base|substrate metal surface which consists of a SUS316 material (thickness: 0.05 mm, width:0.2 mm) on a base|substrate metal surface by the ArF excimer laser ablation method,

Test pieces B, C, D, E, and F were produced.

In addition, the test piece A was prepared as a test piece which does not form an apatite film|membrane.

A bending tester performs a three-point bending test (span length: 5 mm) for test-piece A-F obtained by the above,

The bending load to 1 mm of bending displacements was measured.

The result was shown to FIG. 10 and FIG. 11.

As above-mentioned, the range of the desirable film thickness of an apatite film|membrane is 500Angstrom - 8000 Angstrom at this invention,

However

Even if an apatite film|membrane is formed as they are the film thickness of this range, the rigidity of a base|substrate metal does not change almost.

Therefore, it was confirmed that it is possible to modify|reform this metal surface, without changing the mechanical characteristics, especially bending strength of a base|substrate metal, even if film thickness formed the apatite film|membrane in said range at the base|substrate metal surface.

Moreover, the crack and peeling|exfoliation state of an apatite film|membrane of each test piece were observed, having applied test-piece (Test pieces G (film thickness of 0Angstrom), H (film thickness of 500Angstrom), I (film thickness of 1000Angstrom), J (film thickness of 3000Angstrom), K (film thickness of 6000Angstrom), L (film thickness of 8000Angstrom), and M (film thickness of 10000Angstrom)) obtained by forming an apatite film|membrane at said base|substrate metal to the tension test machine.

The result was summarized in FIG. 12.

The range of the oblique line in FIG. 12 shows the range which does not generate|occur|produce a crack and peeling|exfoliation with respect to a tension displacement.

From the result of said test, the film thickness of an apatite film|membrane were understood that adhesion to a base|substrate metal is so good that it is thin.

Moreover, if the film thickness of an apatite film|membrane are to about 3000Angstrom, this apatite film|membrane will be equal to a displacement of 30% of base|substrate metal,

Moreover,

Furthermore, even if film thickness set by about 8000Angstrom, it turned out that an apatite film|membrane can be equal to 10% of displacement.

Generally, the base|substrate metal in utilization to medical devices, such as a guide wire and a stent, and other apparatuses deform|transforms at the time of use, or it deform|transforms at the time of preparation,

However

Usually, it is few|small when, 10-% or more base|substrate metal is deform|transformed.

Therefore, in the apatite film|membrane of this invention, the film thickness [film thickness] according to the specification in the range of 8000Angstrom or less are set,

Generation|occurrence|production of a crack and peeling|exfoliation is prevented.

The apatite film|membrane of this invention has bioaffinity.

Adhesion to the base|substrate metal of an apatite film|membrane becomes better, so that film thickness become thin, However

It is possible that bioaffinity reduces.

Then, in order to investigate the film thickness of an apatite film|membrane, and a relationship with bioaffinity, cell culture experiment of a fibroblast was conducted.

Hereafter, the experiment method is demonstrated,

The result of experiment was shown in FIG. 4.

Film thickness (500 Angstrom, 1000Angstrom, and 3000 Angstrom) of an apatite film|membrane is formed at the surface of each base|substrate metal (SUS304L material) by the excimer laser ablation method,

Test pieces O, P, and Q were obtained.

In addition, the test piece N (apatite film|membrane absence) was prepared as a comparison.

Autoclaving processing of these test pieces N, O, P, and Q was carried out with the autoclave.

The cell density was prepared for mouse|mouth fetus extraction|collection 3rd generation fibroblast (The following, fibroblast) to a 2.5×10^4 piece / ml by cell culture liquid (10-% fetal-calf-serum packed Dulbecco displacement eagle culture medium, DMEM).

1 ml of fibroblasts and each test piece which were respectively prepared by one hole of 4 well plate were put, and it culture|cultivated for one day, two days, and three days in the carbon-dioxide culture container (temperature: 37 degrees C, carbon-dioxide:5.0%).

A test piece is taken out after each culture|cultivation,

The fibroblast this whose test piece is not fix|adhered with a Dulbecco phosphate buffer (cell washing|cleaning liquid) was washed out.

Then, it put into the ethylenediaminetetraacetic acid combination trypsin (protease), and the cell which neglects for 1 minute and is fix|adhered to the test piece was peel|exfoliated.

After peeling|exfoliation, 1 ml of said cell culture liquids is added, and they are taken out 1 microliter,

The cell number was read with the blood-cell conversion board.

The read cell number -- 10^4 times -- carrying out

Let per 1 ml be a cell density,

It was set as the vertical axis in FIG. 13.

From the result of FIG. 13, if film thickness are 500Angstrom or more, the bioaffinity which is the function of an apatite film|membrane can be exhibited.

In addition, in FIG. 13, cell growth of a cell number stagnates by 11×10^4 piece vicinity because the cell reached the proliferation saturation limit.

Hereafter, an Example demonstrates this invention.

However, this invention is not limited only to the Example shown below.

[Example 1]

Guide-wire (27) which has apatite film|membrane (38) in FIG. 14 is shown.

The stainless steel thin wire|line of SUS304 was used as center line material (28) of this guide-wire (27).

The outer diameter of hand part (29) of this guide-wire (27) is 0.33 mm(phi),

The full length of guide-wire (27) is 1800 mm.

Moreover, this guide-wire (27) is applied to front-end|tip-part (30) from hand part (29), by the centerless grinder, it dwindles a wire diameter and narrow-diameter processing is carried out.

First edge-part (31) is ground and ground|polished by length 40 mm and diameter 0.06 mm.

Front-end|tip-part (30) of this guide-wire (27) consists of 2nd taper-portion (34) (length 45 mm) connected to first edge-part (31), 1st taper-portion (32) (length 50 mm) connected to the first edge-part (31), 1st the same diameter part (33) (length 60 mm, outer diameter 0.15 mm (phi)) connected to said 1st taper-portion (32), and said 1st the same diameter part (33).

On the other hand, hand part (29) of guide-wire (27) consists of 3rd the same diameter part (37) (outer diameter 0.33 mm (phi), length 1420 mm) connected to 2nd the same diameter part (35) (length 80 mm, outer diameter 0.185 mm (phi)) connected to 2nd taper-portion (34) of front-end|tip-part (30), 3rd taper-portion (36) (length: 60 mm) connected to said 2nd the same diameter part (35), and said 3rd taper-portion (36).

Apatite film|membrane (38) (film thickness are 3000 - 5000Angstrom) was formed at the surface of front-end|tip-part (30) except first edge-part (31), i.e., 1st taper-portion (32), 1st the same diameter part (33), and 2nd taper-portion (34).

On the other hand, fluororesin (39) is coat|covered by the surface of 2nd taper-portion (34) of hand part (29), 2nd the same diameter part (35), 3rd taper-portion (36), and 3rd the same diameter part (37).

[Example 2]

Guide-wire (40) which has apatite film|membrane (46) which is an another Example in FIG. 15 is shown.

To front-end|tip-part (41) of this guide-wire (40), spring coil (44) of a ultra-fine wire is welded.

The SUS304 stainless steel material was used as center line material (42) of this guide-wire (40).

The outer diameter of hand part (43) of this guide-wire (40) is 0.34 mm(phi),

The full length of guide-wire (40) is 1800 mm.

It is set as the taper shape from the rear end of hand part (43), applying this guide-wire (40) to front-end|tip-part (41) from a 1450 mm part.

Spring coil (44) currently welded to front-end|tip-part (41) is a solid coiling coil which consists of a thin wire|line of the SUS316 stainless steel material of outer diameter 0.07 mm.

The length of this spring coil (44) is 300 mm.

Moreover, first edge-part (45) (30 mm) of this spring coil (44) consists of a Pt-Ni thin wire|line.

This spring coil (44) carries out the wire drawing of what welded the SUS316 thin wire|line and the Pt-Ni thin wire|line beforehand before coil preparation to 0.07 mm(phi),

It winds in a coil.

In addition, this first edge-part (45) becomes a X-ray viewability|recognition marker for a front-end|tip position confirmation at the time of guide-wire (40) use.

Apatite film|membrane (46) is formed at the entire surface of hand part (43) of guide-wire (40) of a present Example,

Coating-material (47) which consists of a fluororesin further on this apatite film|membrane (46) is coat|covered.

Moreover, the silicone resin (poly-dimethyl siloxane) is coat|covered by first edge-part (45) which consists of a Pt-Ni thin wire|line.

As for hand part (43) of guide-wire (40) of a present Example, apatite film|membrane (46) is formed,

Therefore

Coating-material (47) of a fluororesin was able to be coat|covered easily.

[Example 3]

In FIG. 16, guide-wire (48) which has apatite film|membrane (52) is shown as other Example.

This guide-wire (48) is normally called a plastic guide wire,

It is full length 1500 mm.

Center line material (49) (outer diameter 0.56 mm (phi)) of this guide-wire (48) makes three thin wire|lines (SUS304 material of outer diameter 0.28 mm (phi)) a S roll strand wire,

Swaging processing of this strand wire is carried out.

The first edge-part (52) (30 mm) of front-end|tip-part (50) of said center line material (49) is the same diameter (outer diameter 0.20 mm (phi)),

However

Except first edge-part (51), center line material (49) is cut by a centerless grinder, and it has become a taper shape (180 mm).

Moreover, as for front-end|tip-part (50), apatite film|membrane (52) (film thickness are 3000Angstrom) is formed from the first edge-part (51) to the 70 mm location.

Moreover, on this apatite film|membrane (52), coating-material (53) which consists of a Nylon which mixes a bismuth trioxide (50 weight%) is coat|covered,

Moreover,

Furthermore, hydrophilic polymer (54) (a main ingredient is polyvinyl pyrrolidone) is coated on this coating-material (53).

In addition, the outer diameter of center line material (49) of the state which coated coating-material (53) of this Nylon is 0.80 mm (phi),

The outer diameter of center line material (49) of the state which coated hydrophilic polymer (54) is 0.85 mm(phi).

The surface of this front-end|tip-part (50) can be modify|reformed without impairing the operativity of guide-wire (48) by having formed apatite film|membrane (52) at front-end|tip-part (50) of center line material (49),

Therefore, coating-material (53) of a Nylon was able to be firmly contact|adhered on this apatite film|membrane (52).

[Example 4]

Stent (55) which has apatite film|membrane (57,57) in FIG. 17 is shown.

This stent (55) consists of cylindrical body (56) (outer diameter 2.5 mm, length 23 mm) of a mesh|network pattern which consists of a thin-plate processing thin wire|line (plate width 0.05 mm) of a SUS316L material as shown in FIG. 8.

This stent (55) has structure which is what processed the thin-plate cylindrical body material by the photo etching, and can be extend|expanded after insertion to an affected region in the living body at the time of detention.

Apatite film|membrane (57,57) was formed at the inner surface and outer surface of said cylindrical body (56) with the film thickness of 500 - 1000 Angstrom.

Stent (55) of a present Example is easy to carry|support chemical|medical agents, such as an antithrombotic, to apatite film|membrane (57,57).

[Example 5]

Coil (58) used by the filter for liquid filtration at FIG. 18 is shown.

This coil (58) is coil (58) which wound the SUS thin wire|line of diameter 0.07 mm (phi) which consisted of (1st-layer coil (59), 2nd-layer coil (60), and 3rd-layer coil (61)) three layers and coated apatite film|membrane (62) so that it might be set to outer-diameter (D_1) = 0.59 mm(phi) and internal-diameter (D_2) = 0.3 mm(phi).

This filter bundles some coil (58) and filters from the internal side of this coil (58) by a liquid allowing the slit during a coil|winding to pass through to an outer-side part.

When a liquid passes through the 卷細間 slit of the thin wire|line which coated apatite film|membrane (62), the unnecessary substance in a liquid is adsorbed|sucked,

Or ion exchange is carried out.

In addition, this filter can be filtered even if a liquid is high temperature, since a constituent_material consists of a metal fine wire which coated apatite film|membrane (62).

Moreover, since this filter has high intensity|strength, it is also possible to carry out the reverse current cleaning of the filter.

Even if the medical device which has the apatite film|membrane of this invention was a case accompanying a big deformation|transformation (bending, curving) at the time of use or preparation, the crack of this apatite film|membrane and the problem of generation|occurrence|production of peeling|exfoliation were solved by setting the film thickness of an apatite film|membrane so that it can be equal to the deformation|transformation.

Moreover, as for the medical device of this invention, with an apatite film|membrane, the surface of a base|substrate metal is modify|reformed, namely, bioaffinity becomes favorable,

And the carrying|support of a chemical|medical agent and coating|cover of a coating material were able to implement easily.

Moreover, let structure base|substrate material be a metal in the apparatus using the adsorptivity as characteristics of an apatite, and ion exchange property in what requires the mechanical strength at the time of its use,

It was presupposed that it is configurable as a composite material which coated the apatite to the surface.

Preparation of what can be endured enough was completed in the deformation|transformation at the time of preparation of an

apparatus, or use by setting the coating film thickness of an apatite appropriately.
High temperature filtration and preparation of a filter were also completed using the wire or board|plate material which coated the apatite in particular.

ADVANTAGE of the Invention

Neither a crack nor peeling|exfoliation generate|occur|produces on the apatite film|membrane coated at medical devices, such as a guide wire of this invention, a stent, and a filter.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[FIG. 1]

The profile figure of an excimer laser ablation apparatus

[FIG. 2]

Partial cross-section explanatory drawing of a guide wire

[FIG. 3]

Explanatory drawing of the guide wire introduce|transduced to the branch blood vessel

[FIG. 4]

Sectional drawing of the front-end|tip part of a guide wire with a spring coil

[FIG. 5]

Sectional drawing of the guide wire of FIG. 4

[FIG. 6]

Sectional drawing of the guide wire of FIG. 4

[FIG. 7]

Partial explanatory drawing of a stent

[FIG. 8]

The expanded view of the stent of FIG. 7

[FIG. 9]

Explanatory drawing of the extension|expansion state of the stent of FIG. 7

[FIG. 10]

The three-point bending test of the test piece which has an apatite film|membrane

WHEREIN:

It is the figure which demonstrates the relationship of a bending load to be a bending displacement.

[FIG. 11]

The three-point bending test of the test piece which has an apatite film|membrane

WHEREIN:

It is a figure explaining the film thickness of an apatite film|membrane, and the relationship of a bending load.

[FIG. 12]

The tension test of a test piece which has an apatite film|membrane

WHEREIN:

It is a figure explaining the relationship between a tension displacement and the crack generation of an apatite film|membrane.

[FIG. 13]

The culture study of the fibroblast of a test piece which has an apatite film|membrane

WHEREIN:

It is the figure which shows the relationship between culture|cultivation time (days) and a cell number.

FIG. 14 shows one Example of this invention.

[FIG. 14]

Fragmentary sectional view FIG. 15 of the guide wire at which the apatite film|membrane was formed shows the another Example of this invention.

[FIG. 15]

Fragmentary sectional view FIG. 16 of the guide wire with a spring at which the apatite film|membrane was formed shows other Example of this invention.

[FIG. 16]

Fragmentary sectional view FIG. 17 of the plastic guide wire at which the apatite film|membrane was formed shows other Example of this invention.

[FIG. 17]

The fragmentary sectional view of the stent which formed the apatite film|membrane

[FIG. 18]

The side view of the three-layer coil|winding coil filter which consists of a thin wire|line which formed the apatite film|membrane

Description of Symbols

1

Vacuum film-forming chamber

2

Exhaust system

3

Base|substrate metal

4

Heater

5

Apatite target

6

Gas introduction|transduction nozzle
7
ArF excimer laser
8
Mirror
9
Lens
10 Window
11 Slit
12 Heater temperature controller
13 Thermometer
14 Thickness gage
15 Gas introduction|transduction path
16 Sending reel
17 Winding reel
18 Guide wire
19 Hand part
20 Front-end|tip part
21 Spring coil
22 Spring coil wire
23 Blood vessel
24 Branch blood vessel
25 Apatite film|membrane
26 Stent
27 Guide wire
28 Center line material
29 Hand part
30 Front-end|tip part
31 First edge part
32 1st taper portion
33 1st the same diameter part
34 2nd taper portion
35 2nd the same diameter part
36 3rd taper portion
37 3rd the same diameter part
38 Apatite film|membrane
39 Fluororesin
40 Guide wire
41 Front-end|tip part
42 Center line material
43 Hand part
44 Spring coil
45 First edge part of spring coil
46 Apatite film|membrane
47 Coating material (fluororesin)
48 Guide wire
49 Center line material
50 Front-end|tip part
51 First edge part
52 Apatite film|membrane
53 Coating material (Nylon)
54 Hydrophilic polymer
55 Stent
56 Cylindrical body
57 Apatite film|membrane
58 Coil for filter
59 1st-layer coil
60 2nd-layer coil
61 3rd-layer coil
62 Apatite film|membrane
[FIG. 1]
[MAT_IMAGE 000003]
[FIG. 2]
[MAT_IMAGE 000004]
[FIG. 3]
[MAT_IMAGE 000005]
[FIG. 4]
[MAT_IMAGE 000006]
[FIG. 5]
[MAT_IMAGE 000007]
[FIG. 6]
[MAT_IMAGE 000008]
[FIG. 7]
[MAT_IMAGE 000009]
[FIG. 8]

[MAT_IMAGE 000010]
[FIG. 9]
[MAT_IMAGE 000011]
[FIG. 10]
[MAT_IMAGE 000012]
[FIG. 11]
[MAT_IMAGE 000013]
[FIG. 12]
[MAT_IMAGE 000014]
[FIG. 13]
[MAT_IMAGE 000015]
[FIG. 14]
[MAT_IMAGE 000016]
[FIG. 15]
[MAT_IMAGE 000017]
[FIG. 16]
[MAT_IMAGE 000018]
[FIG. 17]
[MAT_IMAGE 000019]
[FIG. 18]
[MAT_IMAGE 000020]

Citations

Citation

Citing Patents (0)

Cited Patents (8)

Publication Number	Publication Date	Application Date	Inventor	Assignee/Applicant-Original	Title	Relevance	Source
US5242706A	1993-09-07	1991-07-31	Cotell Catherine M.	US NAVY	Laser-deposited biocompatible films and methods and apparatuses for producing same	-	-
JP9500287A	1997-01-14	1994-04-07	-	-	-	-	-
JP9140784A	1997-06-03	1995-11-29	KATO KENJI	NISSIN ELECTRIC CO LTD	BIOADAPTABLE FILM AND ITS FORMATION AS WELL AS ARTICLE COATED WITH BIOADAPTABLE FILM	-	-
JP9183819A	1997-07-15	1995-12-28	SHIYUDOU KENSHIROU	NIPPON OILS & FATS CO LTD	COPOLYMER HAVING PHOSPHOLIPID-LIKE STRUCTURE AND MEDICAL MATERIAL	-	-
JP10328292A	1998-12-15	1997-05-28	EBISAWA TAKASHI	JAPAN STEEL WORKS LTD	BIOLOGICAL MATERIAL AND MANUFACTURE FOR BIOLOGICAL MATERIAL	-	-
WO2000029043A1	2000-05-25	1999-11-15	LE MOEL Alain	COMMISSARIAT ENERGIE ATOMIQUE	BIOACTIVE PROSTHESES WITH IMMUNOSUPPRESSIVE, ANTISTENOTIC AND ANTITHROMBOTIC PROPERTIES	-	-
WO2002060507A1	2002-08-08	2002-01-29	LAYROLLE Pierre Jean François	ISOTIS NV	A METHOD FOR APPLYING A BIOACTIVE COATING ON A MEDICAL DEVICE	-	-
JP2003253424A	2003-09-10	2002-03-01	MOTOTSU SHIGEKI	MOTOTSU SHIGEKI	HYDROXYAPATITE FILM COATING MATERIAL AND MANUFACTURING METHOD THEREOF	-	-

Cited Non-patents (1)

- 本津茂樹,他5名,ハイドロキシアパタイト薄膜被覆ロ-タス型ポ-ラスステンレス鋼インプラントの作製,生体材料,日本,日本バイオマテリアル学会,2001年10月10日,Vol.19,No.5,第161-165頁

Other

Title Terms

MEDICAL DEVICE GUIDE WIRE STENT INSERT TUBE CAVITY FILTER LIQUID FILM COATING SURFACE METALLIC BASE SUBSTRATE

Related Accessions

Type	DWPI Update	Accession Number	DWPI Title
C	200421	2004-087608	-
N	200421	2004-174230	-